

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Philipps-Universität Marburg

Geschäftsführender Direktor Prof. Dr. Dr. H.-J. HERING

Vergleichende Prüfung des Zeitstandverhaltens der Prothesenkunststoffe:

SELF CURE
PALACAST
VINALENE
P-V-S-H

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg a. d. Lahn

vorgelegt von
Wolfgang Schulte
aus Köln/Rhein

Marburg 1976

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Philipps-Universität Marburg
Geschäftsführender Direktor Prof. Dr. Dr. H.-J. HERING

Vergleichende Prüfung des Zeitstandverhaltens der Prothesenkunststoffe:

SELF CURE
PALACAST
VINALENE
P-V-S-H

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde
des Fachbereichs Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg a. d. Lahn

vorgelegt von

Wolfgang Schulte

aus Köln/Rhein

Marburg 1976



Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der
Philipps-Universität Marburg am 23. Januar 1976

Gedruckt mit Genehmigung der Fakultät

Dekan: Prof. Dr. Oepen

Referent: Prof. Dr. G. Janke

Correferent: Prof. Dr. Bernhardt

Meiner Mutter in Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

A. EINLEITUNG

B. HAUPTTEIL

I. Die Festigkeit des Kunststoffes

- a) Definition
- b) Kurzzeitfestigkeit und Langzeitfestigkeit
- c) Zeitstandverhalten

II. Herstellung der Prüfkörper

- a) Prüfkörperbeschreibung
- b) Herstellung der Proben
- c) Verarbeitung der Kunststoffe

- 1. SELF CURE
- 2. PALACAST
- 3. VINALENE
- 4. P-V-S-H

III. Zeitstandprüfgerät

IV. Ergebnisse der Versuche

- 1. SELF CURE
- 2. PALACAST
- 3. VINALENE
- 4. P-V-S-H

V. Diskussion der Ergebnisse unter Berücksichtigung der Zeitstandfestigkeitsprüfung von TRINKAUS

1. Vergleichende Betrachtung der Werte (Tabelle)
2. Kurzzeitfestigkeit
3. Zeitstandfestigkeit

C. ZUSAMMENFASSUNG

D. LITERATURVERZEICHNIS

E. ANHANG
(Graphische Darstellungen)

A. EINLEITUNG

30 Jahre nach der Erfindung der Vulkanisation des Naturkautschuks durch GOODYEAR (1839) wurde der erste Kunststoff (1870), das Zelluloid, aus Nitrocellulose und Kampfer gewonnen. Es wurde später, vor allem in Amerika, unter dem Namen HECOLITE zu Prothesen verarbeitet. Um die Jahrhundertwende fanden dann Phenolharze, nach ihrem Erfinder BAEKELAND "Bakelit" genannt, Verwendung.

Aber erst das Basismaterial Polymetacrylsäuremethylester bewirkte den endgültigen Aufschwung in der Kunststoffchemie der Zahnheilkunde im Jahre 1936. Jetzt erst konnte der Kautschuk von PALADON aus der zahnärztlichen Praxis verdrängt werden.

Dieser Kunststoff brachte die guten Eigenschaften wie Kosmetik, leichte Säuberungsmöglichkeit, Geschmacksneutralität, rationelle Herstellung, gute Reparaturfähigkeit und Mundbeständigkeit mit sich (HAEFELI).

Aber bald traten in sehr vielen Fällen Ermüdungserscheinungen des Materials und Brüche auf, die man vorher beim Kautschuk nicht kannte. An Hand von Untersuchungen ergab sich die durchschnittliche Lebensdauer der Kautschukprothesen zehn Jahre und die aus Kunststoff gearbeiteten nur zwei Jahre (STRACK).

Um die mechanischen Eigenschaften zu verbessern, suchte man neue Verarbeitungsmethoden, die ein möglichst langkettiges, homogenes und spannungsfreies Molekulargefüge erzielen. So forderte

BAUER 1950 die Langzeit-Trockenpolymerisation bei tiefen Temperaturen (LTP). Hier wurden die Prothesen anstatt in einem kochenden Wasserbad in einem Wärmeschränk 10 - 12 Stunden bei 50 Grad Celsius und dann 2 Stunden bei 120 Grad Celsius erwärmt. Es konnte auf diese Weise, durch Bildung längerer Molekülketten, eine höhere Festigkeit bei Dauerbeanspruchung erzielt werden. 1953 gelang es JANKE, dieses Ergebnis durch sein Einpreß-Nachpreßgerät noch zu verbessern (STIEBELING, FILLINGER, TRINKAUS).

Außer diesen sogenannten Heißpolymerisaten wurden Autopolymerisate, selbsthärtende Kunststoffe entwickelt. Hier erfolgt die Polymerisation mit Hilfe spezieller Katalysatoren schon bei Zimmertemperatur. Eine besondere Art der Kaltpolymerisate wird im Gießverfahren verarbeitet.

Auch der Spritzguß, bei dem das thermoplastische Verhalten ausgenutzt wird, fand seinen Weg in die Dental-Laboratorien.

Da die Eigenschaften all dieser hochpolymeren Stoffe durch ihre Moleküle beeinflusst werden, sucht die moderne Werkstoffkunde die Beziehung zwischen Struktur und Eigenschaft zu klären.

Viele Untersuchungen, besonders auch über die Festigkeit der Kunststoffe, wurden angestellt; aber oft waren die veröffentlichten Ergebnisse unterschiedlich und entsprachen nicht den Erfahrungen der Praxis.

Deswegen suchte man nach einer Prüfungsmethode, die es erlaubt, verschiedene Kunststoffe und

deren Verarbeitungsverfahren in bezug auf ihre Festigkeit miteinander zu vergleichen.

JANKE kam zu folgendem Ergebnis:

Zitat: "Als sicherste Methode, das heißt, die genau definierbar und reproduzierbar ist, kann die angesehen werden, bei der die Last innerhalb kurzer Zeit stoßfrei aufgebracht und bis zum Bruch nicht mehr verändert wurde. Mit dieser Methode wird der Eigenschaft des "stetigen Verfalls" des Kunststoffes am besten Rechnung getragen."

Er führte diese Prüfmethode ("Zeitstandverhalten") in die zahnärztliche Technologie ein, indem er dafür ein dem Mundmilieu angepaßtes Prüfgerät entwickelte. (Es wurde von dem Zahntechnikermeister HEYNOLD und der Fa. DE TREY angefertigt). Mittels dieses Gerätes wurden auf Anregung von JANKE bisher folgende Dissertationen erarbeitet:

TRINKAUS: "Zeitstandverhalten von Prothesenkunststoffen im mundähnlichen Milieu unter Berücksichtigung des HEDENT-Verfahrens"

und

PALUY: "Die Maximalfestigkeit von warmpolymerisierten Prüfkörpern aus dem Dental-Kunststoff "PALADON 65" in Abhängigkeit von längerdauernden Vorbelastungen."

B. HAUPTTEIL

I. Festigkeit des Kunststoffes

a) Definition der Kunststofffestigkeit

Im Gegensatz zu den Metallen, bei denen die einzelnen Teilchen in der kristallinen Gitterstruktur nur durch Hauptvalenzen zusammengehalten werden, wirken bei den Kunststoffen zwei Arten von Kräften:

1. Hauptvalenzen: Sie halten die Monomerbausteine der Molekülketten zusammen.
2. Nebenvalenzen: Sie wirken zwischen
(Van der Waal'sche Kräfte) den Ketten und sind für deren Zusammenhalt verantwortlich.

Allgemein versteht man unter der Festigkeit eines Körpers den Widerstand, den er der Trennung in Einzelteile entgegensetzt. Als ihr Maß gilt die Kraft, gemessen in kp/cm^2 , die zur Trennung erforderlich ist.

Während man Metalle mit einer Last unterhalb ihrer Festigkeitsgrenze beliebig lange belasten kann, ohne daß ein Bruch eintritt, ist die Kunststofffestigkeit zeitabhängig.

Die hochpolymeren Kunststoffe haben die ungünstige Eigenschaft, selbst bei einer geringen Lastbeanspruchung einmal zu Bruch zu gehen (JANKE).

Eine Festigkeitsangabe ohne Bezeichnung der Belastungsdauer ist also wertlos (BUCHMANN).

Zitat von JANKE: "Der Bruch erfolgt bei abfallender Belastung/cm² proportional dem Logarithmus der Belastungszeit."

Bei logarithmischer Unterteilung der Zeitlinie erscheint der Festigkeitsabfall geradlinig.

Diese Zeitabhängigkeit ist durch einen fortlaufenden inneren Festigkeitsverfall bei Belastung zu erklären, wobei die Verfallsgeschwindigkeit exponential mit Erhöhung der Last ansteigt.

So hinterläßt jede Belastung eine unutilgbare Spur im Hochpolymer. Eine Erholung ist unmöglich (JANKE).

Die Ursache hierfür ist eine Umstrukturierung innerhalb des Molekulargefüges, eine Änderung der Verschlingung der einzelnen Ketten durch Überwindung ihrer Nebenvalezen. Es erfolgt ein Platzwechsel der Molekülteile, der an einen Zeitbedarf gebunden ist (F.H. MÜLLER). Aus dieser Entschlingung resultiert eine Ver-ringerung des Zusammenhaltes des Verbandes. Äußerlich ist sie als Dehnung oder "Kalt-fließen" zu erkennen

b) Kurzzeit- und Langzeitfestigkeit

Man kann eine Kurzzeitfestigkeit von einer Langzeitfestigkeit unterscheiden.

Unter einer Kurzzeitfestigkeit versteht man die Belastung pro cm², bei der die Trennung innerhalb von 1 - 3 Minuten erfolgt.

Dagegen erfolgt bei der Langzeitfestigkeit der Bruch bei geringer Belastung erst nach Stunden, Tagen oder Monaten.

Der Bruch bei einer Kurzzeitbelastung erfolgt in erster Linie durch die Trennung der Hauptvalenzen. Damit hat jeder Kunststoff eine spezifische Höchstfestigkeit, die niemals größer sein kann als die seiner Hauptvalenzen (ALFREY).

Die Langzeitfestigkeit, die Festigkeit gegenüber konstanter Dauerbelastung, ist dagegen in erster Linie von den Nebenvalezen, deren spezifischen Festigkeit und deren Anzahl, das heißt von der Kettenlänge sowie von der Verschlingungsart abhängig.

Die Dauerfestigkeit hängt u.a. auch von der äußeren Gestalt (Kerben verringern die Dauerfestigkeit) und der Strukturierung, den inneren Vakuolen und besonders von den nicht mit dem Auge wahrnehmbaren Strukturunterschieden wie Molekulargewicht, Molekulargewichtsverteilung, Wasseraufnahme und innere Spannung ab.

So wird die Dauerfestigkeit beeinflusst durch den Vernetzungsgrad bzw. durch das Molekulargewicht des Ausgangsmaterials und durch den Polymerisationsvorgang, z.B. die Langzeit-, Tieftemperatur-, Trockenpolymerisation und das Nachpreßverfahren (BAUER, JANKE), aber auch durch den Abkühlungsmodus (steigert die Dauerfestigkeit).

Die Art der Kunststoffverarbeitung nimmt einen entscheidenden Einfluß auf die spätere Qualität des Materials.

JANKE konnte nachweisen, daß eine Kurzzeitfestigkeitsprüfung (Maximalfestigkeit) nicht den wahren Charakter eines Kunststoffes zeigt. Inhomogene Proben können bei Kurzzeitbelastung bessere Werte erzielen als homogene, während erst Prüfungen über einen längeren Zeitraum mit konstanter Last die wirkliche Überlegenheit der homogenen, spannungsfreien Prüfkörper erkennen lassen.

c) Das Zeitstandverhalten

Werden mehrere Prüfkörper, die aus derselben Herstellung stammen, einer unterschiedlichen konstanten Belastung unterworfen, so tritt deren Bruch jeweils zu einem anderen Zeitpunkt ein.

Trägt man nun in einem Last-, Zeit-Diagramm die zueinander gehörigen Werte ein, so erhält man, bei logarithmischer Zeiteinteilung, eine "Zeitfestigkeitslinie".

Diese Linie, oder besser ein Band von Punkten, stellt die Charakteristik des nach einer bestimmten Methode verarbeiteten Kunststoffes dar, d.h. nicht die Maximalfestigkeit, sondern die Steigerung der Zeitfestigkeitslinie ist entscheidend..

So reicht es zum Vergleich verschiedener Kunststoffe oder Verarbeitungsmethoden aus, die Festigkeit bei einer bestimmten Zeit, verbunden mit der Angabe des Winkelgrades der Zeitfestigkeitslinie gegen die Horizontale anzugeben, wenn gleiches Normpapier verwendet wird (Beispiel: $300 \text{ kp/cm}^2/10^0$ bei $30'$).

II. Herstellung der Prüfkörper

a) Prüfkörperbeschreibung

Ich habe mich nach dem Normstab Din 53504 (Abb. 1) gerichtet, da seine Dicke von 3 mm etwa einer Prothesendicke an der Basis und am Gaumen entspricht.

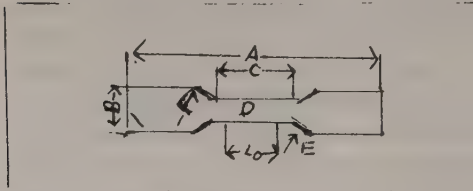


Abb. 1 Prüfkörper nach Din 53504

A	Gesamtlänge	50,0 mm
B	Breite der Körper	8,5 mm
C	Länge des Steges	15,0 mm
D	Breite des Steges	4,0 mm
E	Übergangshalbmesser innen	10,0 mm
F	Übergangshalbmesser außen	0,0 mm
L ₀	Messlänge	10,0 mm
	Dicke des Prüfkörpers	3,0 mm

b) Herstellung der Proben

Sie müssen in laborüblicher Methodik hergestellt werden.

Hierzu verwendete ich als Platzhalter Messingmodelle (Abb. 2) mit den oben angegebenen Maßen und eine handelsübliche Küvette. Zwei Gewindebohrungen in den Modellen dienen der Arbeitserleichterung.

In eine mit Hartgips gefüllte Küvettenhälfte bettete ich 3 Messingmodelle ein (Abb. 3). Nach Abbinden des Gipses und Isolierung der Oberfläche wurde der Konter gegossen. Zum schonenden Ausbetten der Messingkörper benutzte ich zwei Schrauben (Abb. 4). Auf diese Weise erhielt ich Hohlformen, die dann mit den zu untersuchenden Kunststoffen gestopft werden konnten.

Die polymerisierten Prüfkörper wurden vorsichtig ausgebettet, ausgearbeitet und unter Verwendung von wasserfestem Schleifpapier auf eine Dicke von 2,5 mm geschliffen.

Ausarbeitung und Politur erfolgten wie bei der Prothesenherstellung mit Bimsstein, Filzkegel und Schlemmkreide. Hierbei war zur Erreichung einer optimalen Übereinstimmung der einzelnen Prüfkörper untereinander und um Kerbwirkungen zu verhindern, ein besonders schonendes Vorgehen notwendig.

Bis zur Prüfung wurden die Proben mindestens 24 Stunden in Ringerlösung (0,8 % NaCl; 0,02 % KCl; 0,02 % CaCl_2 ; 0,1 % NaHCO_3 aquadest. ad 100) aufbewahrt (Konditionierung).

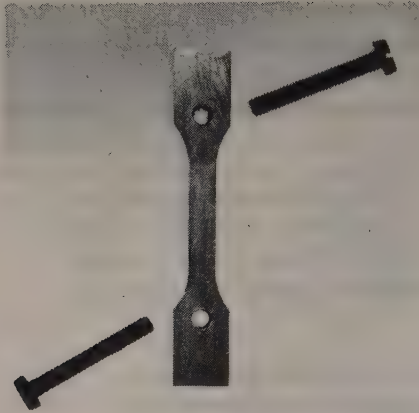


Abb. 2
Messing-
modell

Abb. 3
in Hartgips ein-
gebettete Messing-
modelle



Abb. 4
Ausbetten
der Messing-
modelle

c) Verarbeitung der Kunststoffe

1. SELF CURE (DE TREY, selbsthärtendes
Prothesenmaterial)

Nach Entfernung der Messingmodelle aus dem Hartgips wurde auf alle Gipsflächen Stellan-Isolierlösung aufgetragen. Der Gebrauchsanweisung folgend achtete ich darauf, daß die Form vor dem Stopfen handwarm (28°C) war. Nach Vorschrift des Herstellers wurde der Kunststoff im Verhältnis 1 g : 2,5 g (Flüssigkeit : Pulver) angerührt. Nach etwa 10 Minuten konnte unter Benutzung von Polyäthylenblättern gestopft werden. Nach einer Verweildauer von 15 Minuten unter der Presse konnte ich ausbetten und ausarbeiten.

2. PALACAST (KULZER, Kaltpolymerisat
im Gießverfahren)

Beim Gießverfahren wird der Kunststoff nicht als Teig in eine Gipsform gestopft, sondern in flüssiger Konsistenz in eine Form aus Doubliermasse gegossen. Die Aushärtung erfolgt unter Überdruck in einem Druckgefäß.

Die Polymerisationsschrumpfung soll hier durch die Hydrocolloid-Doubliermasse und den Überdruck kompensiert werden.

Die von mir benutzte Spezialkuvette besitzt 6 Öffnungen. Drei gleichgroße Öffnungen oben auf dem Deckel dienen zum Einfüllen der Doubliermasse. Vorne sind in der Mitte ein

Eingießkanal für den flüssigen Kunststoff
und seitlich je ein Entlüftungssteiger ein-
gefräst.

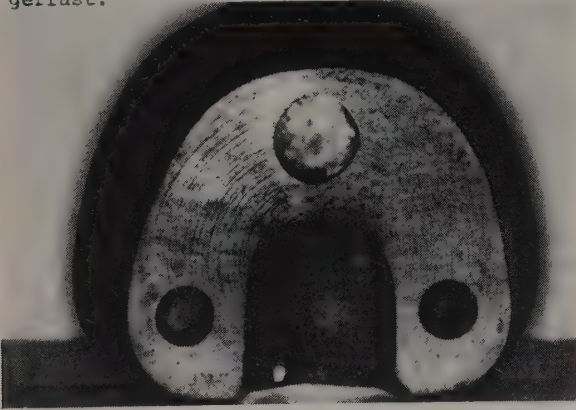


Abb. 5: Einfüllöffnungen für die
Doubliermasse

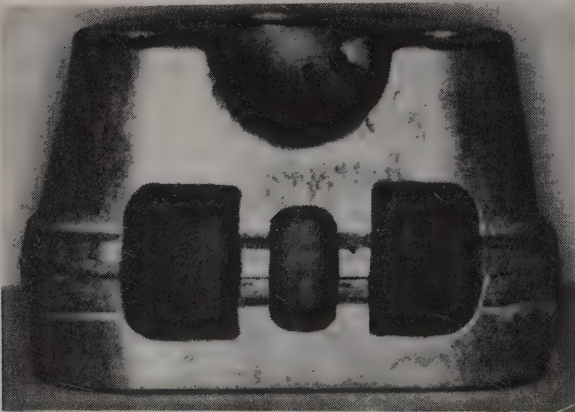


Abb. 6: Eingießkanal und 2 Entlüftungs-
steiger für den flüssigen Kunststoff

Als Doubliermasse benutzte ich die Videadoubliermasse der Firma KRUPP (Essen). Nach Vorschrift wurde sie auf 90°C erwärmt, bis eine flüssige Konsistenz erreicht war.

Auf den Boden der Küvette legte ich 4 Messingmodelle. Mit dicken Wachsstäben wurden dann die Verbindungen zur Eingußöffnung für den Kunststoff und zu den Entlüftungsöffnungen hergestellt (Abb. 7).

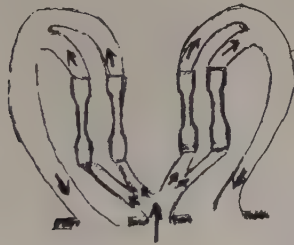


Abb. 7: Verbindungen zur Einguß- und zu den Entlüftungsöffnungen für den Kunststoff

Nachdem die Doubliermasse auf 50°C abgekühlt war, wurde sie durch eine der drei Öffnungen im Küvettendeckel eingegossen, bis die Küvette vollständig gefüllt war. Nach 30 Minuten war die Doubliermasse erstarrt. Nach Öffnen der Küvette konnten die Messingmodelle und die Wachsstäbe entfernt werden.

PALACAST wurde nach Vorschrift im Verhältnis 18 g Pulver : 12,5 cm³ Flüssigkeit (Mischungsverhältnis 10 : 7) angerührt. Nach kurzem Durchmischen goß ich den flüssigen Kunststoff in den Einfüllkanal, ohne den Gießstrahl zu unterbrechen, bis beide Entlüftungssteiger gleichmäßig gefüllt waren. Ein leichtes Schwenken der Küvette erleichterte das Entweichen der Luft.

Nach 15 Minuten stellte ich die gefüllte Küvette in einen Drucktopf mit 45° C warmem Wasser, wo sie bei einem Druck von 2 - 3 Atü 45 Minuten blieb. Obwohl dies der Vorschrift des Herstellers entspricht, mußte ich feststellen, daß die Polymerisation noch nicht ganz abgeschlossen war, denn die Oberfläche der Prüfkörper war noch plastisch. Nach 2 weiteren Stunden an der Luft waren die Prüfkörper auspolymerisiert.

Die Politur der Prüfkörper war sehr zeitsparend. Sie beschränkte sich auf eine Hochglanzpolitur mit Paste und Schwabbel.

3. VINALENE (SCHÜTZ-DENTAL, Heißpolymerisat)

Hier habe ich nach Vorschrift Pulver und Flüssigkeit im Verhältnis 3 : 1 gemischt. Nach 12 Minuten konnte die vorbereitete Küvette gestopft werden. Danach blieb die Küvette 10 Minuten in der Presse.

Die Polymerisation erfolgte hier im Lang-Zeit-Verfahren, das heißt die Küvette wurde in Wasser mit Zimmertemperatur gestellt und dann auf 74° C aufgeheizt. Diese Temperatur wurde 12 Stunden beibehalten. Danach erfolgte Ausarbeitung und Politur wie schon beschrieben.

4. P-V-S-H (Polyapress, Prothesenkunststoff im Spritzgußverfahren)

P-V-S-H ist die Abkürzung für Polyapress-
Verfahren-Spritzguß-Hart.

Dieses "modifizierte Methacrylat" wird thermo-
plastisch, unter Verwendung des Polyapress-
Spritzgußgerätes, verarbeitet. Hierbei wird
der fertige Kunststoff als Ausgangsstoff in
einer Kartusche - einem heizbaren Zylinder -
erweicht und dann in eine Form gespritzt (Abb. 8).

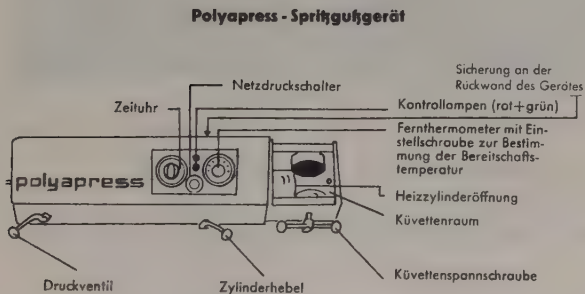


Abb. 8 Polyapress-Spritzgußgerät

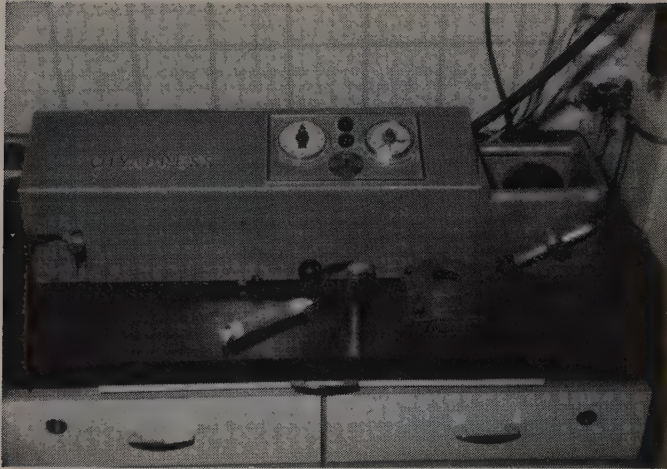


Abb. 9 Polyapressgerät mit Küvette, Kartusche und Siliconfett

Der Arbeitsgang mit diesem Gerät wird durch die drei wichtigen Komponenten Temperatur, Zeit und Druck bestimmt.

Auf dem Thermometer wird die Betriebstemperatur von 250°C eingestellt. Das Erreichen derselben wird durch eine grüne Kontroll-Lampe angezeigt.

Jetzt wird die Kartusche, deren Seitenwände mit Siliconfett bestrichen werden müssen, in den Heizzylinder geschoben und auf dem Kurzzeitwecker die erforderliche Vorwärmzeit von 20 Minuten eingestellt.

Nach abgelaufener Vorwärmzeit wird die Spezialküvette, mit dem Einspritzloch in Richtung Kartusche, in den Küvettenraum gestellt.

Mit dem Heizzylinder gegen die Rückwand des Küvettenraumes gedrückt, muß sie dann mit der Küvettenspannschraube arretiert werden.

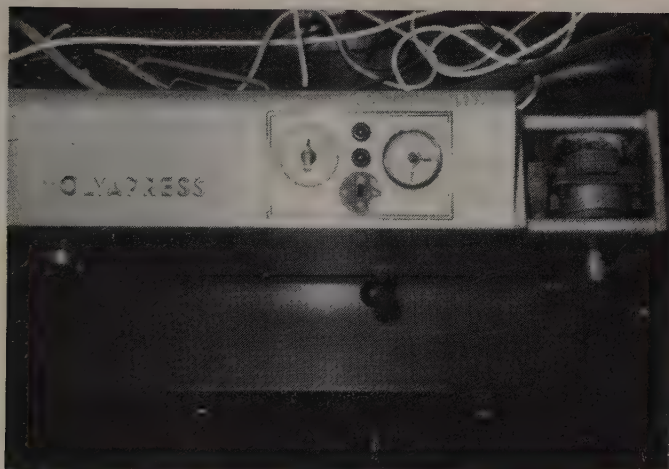


Abb. 10 Arretierte Küvette kurz vor dem
Spritzgußvorgang

Jetzt wird das Druckventil geöffnet, und so der Spritzgußvorgang ausgelöst.

Erst nach einer Minute wird das Druckventil wieder geschlossen, damit der Nachdruck einen Rückfluß des Prothesenmaterials verhindern kann.

Ich habe 4 Messingmodelle in Höhe des Küvettenrandes möglichst dicht zum Einspritzloch eingebettet, wobei darauf zu achten war, daß der spätere Materialfluß möglichst gradlinig erfolgen konnte.

Der Gegenguß erfolgte wie üblich.

Nach Entfernen der Messingmodelle wurden die Spritzkanäle so geschnitten, daß die 4 Kanäle gemeinsam ungefähr der Stärke des Küvetteneinspritzkanals entsprachen.

Isoliert wurde mit dem Polyapress-Isoliermittel. Erst kurz vor dem Spritzen, nachdem das Isoliermittel getrocknet war, habe ich die Küvette verschlossen, da sonst die Gefahr der Schwitzwasserbildung bestand.

Ausarbeitung und Politur erfolgten wie schon beschrieben.

III. Zeitstandprüfgerät

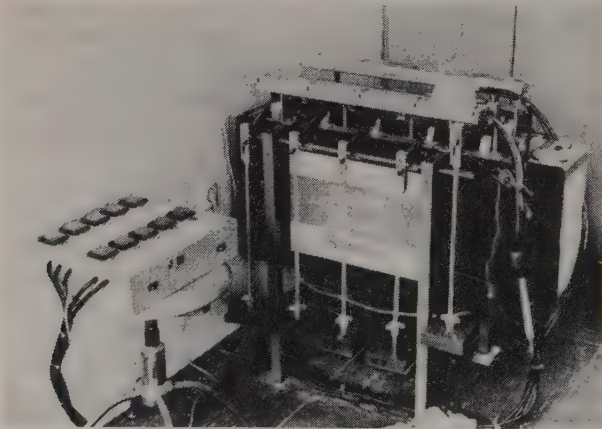


Abb. 11 Zeitstandprüfgerät mit Synchronuhren

Diese Prüfanlage erlaubt es, die Zeitstandfestigkeit von 10 Prüfkörpern gleichzeitig zu bestimmen.

In einem Behälter aus nichtrostendem Stahl, der durch Styroporverkleidung isoliert ist, können die durch eine Einspannlehre (Abb. 12) fixierten Prüfkörper über einen Hebel verschiedenen konstanten Belastungen ausgesetzt werden.

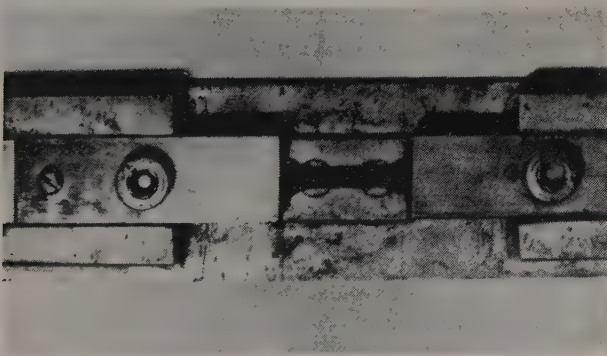


Abb. 12 Einspannlehre

Hierbei hängen die Kunststoffkörper in Ringerlösung, die durch ein Heizgerät, angeschlossen an ein Thermostat mit Kontaktthermometer, während der Betriebsdauer auf 37°C ($\pm 1^{\circ}\text{C}$) gehalten wird.

So ist dem Milieu der Mundhöhle und der sich daraus ergebenden Korrosion einigermaßen Rechnung getragen.

Die wässrige Lösung und die konstante Temperatur spielen bei dieser Festigkeitsprüfung eine wesentliche Rolle.

Denn "Wasser wirkt als Weichmacher für viele Kunststoffe und führt zur Verringerung der Festigkeit und zur Vergrößerung der Dehnung und Zähigkeit. Hierbei ist das Ausmaß proportional dem Betrag der Wasseraufnahme". (ALFREY)

"Eine Eigenschaftsänderung, die z.B. Stahl im Verlauf von 500°C durchmacht, tritt bei Kunststoff in einem Spielraum von 50°C auf". (BUCHMANN)

Bei steigender Temperatur fällt die Kunststofffestigkeit ab.

Die Belastungen erfolgen über eine Hebelübersetzung von 1 : 4 (Abb. 13).

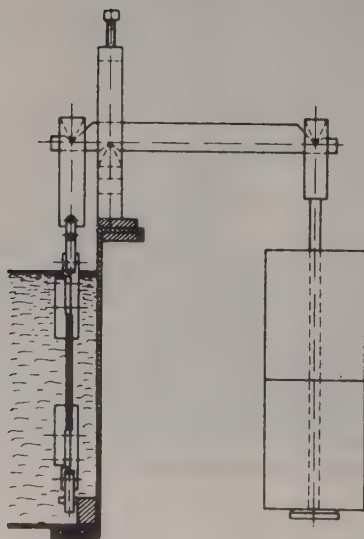


Abb. 13
Prinzip
der Ver-
suchsan-
ordnung



Abb. 14
eingespannter
Prüfkörper
während des
Versuchs

Mittels eines Exenterhebels kann die Last
auf die eingespannten Prüfkörper möglichst
stoßfrei aufgebracht werden.

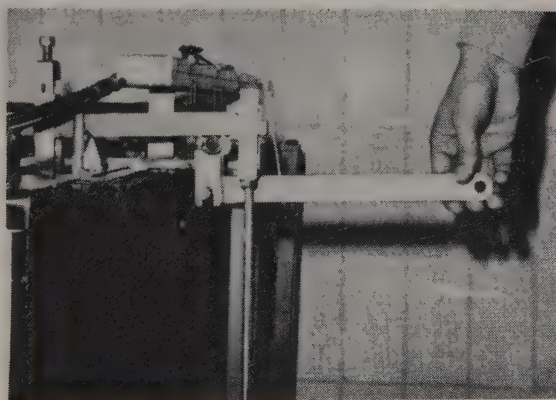


Abb. 15
entlasteter
Prüfkörper

Synchronuhren (Abb. 11), deren Meßgenauigkeit bei 0,001 s liegt, ermitteln die Standzeiten bis zum Bruch durch Kontaktschalter, die durch den herabfallenden Lastarm ausgelöst werden."



Abb. 16 Drei ausgelöste Kontaktschalter

Die Kontaktschalter unterbrechen auch dann die zugehörige Uhr, wenn kein Bruch eingetreten ist, sondern durch zu starke Dehnung der Prüfkörper die Toleranz der Prüfanlage überschritten ist.

Da nach Ausarbeitung und Politur nicht alle Prüfkörper gleich dick waren, wurden sie vor dem Einspannen genauestens vermessen, um die wirkliche Belastung pro cm^2 zu erreichen.

IV. Ergebnisse der Versuche

In den folgenden Tabellen sind die Ergebnisse meiner Prüfungen für die einzelnen Kunststoffe niedergelegt.

1. SELF CURE (DE TREY Kaltpolymerisate)

Belastung (kp)	Querschnitt- maß (mm ²)	Zeit bis zum Bruch (h)	Belastung pro cm ² (kp/cm ²)
29	2,5 x 40	0,00	290
28	2,5 x 40	0,00	280
27	2,5 x 40	0,02	270
	2,4 x 40	0,01	281
26	2,5 x 40	0,05	260
	2,4 x 40	0,04	271
25	2,5 x 40	0,19	250
	2,4 x 40	0,08	260
24	2,5 x 40	0,34	240
	2,4 x 40	0,23	250
23	2,5 x 40	0,54	230
22	2,4 x 40	1,23	229
21	2,4 x 40	1,35	219
	2,5 x 40	7,24	210

Tabelle zu 1 (SELF CURE)

20	2,4 x 40	4,14	208
	2,5 x 40	11,02	200
	2,5 x 40	37,23	200
19	2,5 x 40	90,73	190
	2,5 x 40	64,18	190
18	2,5 x 40	99,95	180
	2,4 x 40	82,82	188
	2,4 x 40	74,57	188
17	2,5 x 40	48,67	170
	2,5 x 40	114,54	170
	2,4 x 40	78,00	177
16	2,5 x 40	289,11	160
	2,4 x 40	146,32	167
	2,2 x 40	44,98	182
15	2,5 x 40	600,43	150
	2,4 x 40	427,38	156

Zeitstandfestigkeitslinie siehe graphische Darstellung Nr. 1.

Die Kurzzeitfestigkeit lag bei 270 kp/cm^2 .

Prüfkörper, die über 100 Stunden belastet wurden, dehnten sich bis 4 mm.

2. PALACAST (KULZER Kaltpolymerisat im Gieß-
verfahren)

Belastung (kp)	Querschnitt- maß (mm ²)	Zeit bis zum Bruch (h)	Belastung pro cm ² (kp/cm ²)
24	2,5 x 40	0,00	240
23	2,5 x 40	0,00	230
	2,4 x 40	0,00	240
22	2,5 x 40	0,01	220
21	2,5 x 40	0,01	210
20	2,5 x 40	0,03	200
	2,4 x 40	0,01	208
19	2,5 x 40	0,05	190
	2,4 x 40	0,03	198
18	2,5 x 40	0,12	180
	2,4 x 40	0,09	188
17	2,5 x 40	0,51	170
	2,5 x 40	0,82	170
	2,4 x 40	0,35	177
16	2,5 x 40	1,23	160
	2,5 x 40	2,53	160
	2,4 x 40	0,41	167

Tabelle zu 2 (PALACAST)

15	2,5 x 40	3,63	150
	2,5 x 40	8,75	150
	2,4 x 40	1,43	156
	2,3 x 40	0,90	163
14	2,5 x 40	41,25	140
	2,5 x 40	16,25	140
	2,4 x 40	1,47	146
13	2,5 x 40	35,34	130
	2,5 x 40	15,18	130
	2,4 x 40	21,03	135
12	2,5 x 40	71,29	120
	2,4 x 40	61,13	125

Zeitstandfestigkeitslinie siehe graphische Darstellung Nr. 2.

Hier erfolgt der Spontanbruch schon bei einer Belastung von 200 kp/cm^2 .

Besonders auffällig war die sehr starke Dehnung, die bei einigen Prüfkörpern mit 13 kp belastet, nach 20 Minuten schon 4 mm betrug. Prüfkörper, die über 70 Stunden eingespannt waren, konnten der starken Dehnung wegen nicht ausgewertet werden, da sie die Toleranz der Einspannvorrichtung des Prüfgesetzes überschritten.

3. VINALENE (SCHUETZ-DENTAL Kaltpolymerisat)

Belastung (kp)	Querschnitt- maß (mm ²)	Zeit bis zum Bruch (h)	Belastung pro cm ² (kp/cm ²)
40	2,5 x 40	0,00	400
39	2,5 x 40	0,00	390
38	2,5 x 40	0,01	380
37	2,4 x 40	0,03	385
	2,5 x 40	0,02	370
36	2,5 x 40	0,03	360
35	2,4 x 40	0,05	365
34	2,5 x 40	0,12	340
	2,4 x 40	0,08	354
33	2,5 x 40	0,28	330
	2,5 x 40	0,13	330
	2,4 x 40	0,21	344
32	2,5 x 40	0,67	320
31	2,5 x 40	0,82	310
	2,5 x 40	0,71	310
30	2,5 x 40	1,17	300
29	2,5 x 40	1,35	290
28	2,4 x 40	1,55	192
	2,5 x 40	2,59	280
27	2,4 x 40	1,12	281
	2,5 x 40	3,88	270
26	2,4 x 40	8,04	271
	2,3 x 40	5,63	283

Tabelle zu 3 (VINALENE)

25	2,4 x 40	18,75	260
	2,4 x 40	16,59	260
	2,5 x 40	55,39	250
24	2,4 x 40	13,03	250
	2,4 x 40	26,37	250
	2,5 x 40	138,46	240
23	2,4 x 40	47,65	240
	2,3 x 40	18,16	250
22	2,4 x 40	64,83	229
	2,4 x 40	52,11	229
	2,5 x 40	268,34	220
21	2,5 x 40	366,00	210
	2,4 x 40	340,53	219
20	2,4 x 40	350,82	208
	2,5 x 40	413,23	200
19	2,3 x 40	278,55	206
	2,5 x 40	420,35	190
	2,4 x 40	353,46	198
18	2,4 x 40	764,18	188
	2,5 x 40	832,45	180

Zeitstandfestigkeitslinie siehe graphische Darstellung Nr. 3.

Für die Kurzzeitfestigkeit ergibt sich 380 kp/cm^2 . Die Dehnung war minimal. Selbst nach 120 Stunden dehnten sich die Prüfkörper höchstens um 2,5 mm bei einer Belastung von 19 kp.

4. P-V-S-H (Polyapress-Verfahren-Spritzguß-Hart)

Belastung (kp)	Querschnitt- maß (mm ²)	Zeit bis zum Bruch (h)	Belastung pro cm ² (kp/cm ²)
48	2,5 x 40	0,00	480
47	2,5 x 40	0,00	470
46	2,5 x 40	0,01	460
45	2,5 x 40	0,02	450
44	2,5 x 40	0,02	440
43	2,5 x 40	0,05	430
42	2,5 x 40	0,07	420
41	2,5 x 40	0,05	410
40	2,5 x 40	0,04	400
39	2,5 x 40	0,12	390
38	2,5 x 40	0,18	380
	2,4 x 40	0,07	396
37	2,5 x 40	0,19	370
36	2,5 x 40	0,27	360
35	2,5 x 40	0,42	250
34	2,5 x 40	0,48	340
33	2,5 x 40	0,32	330
32	2,5 x 40	0,73	320
	2,5 x 40	0,48	320
31	2,5 x 40	0,55	310
	2,5 x 40	0,90	310
30	2,5 x 40	1,01	300

Tabelle zu 4 (P-V-S-H)

29	2,5 x 40	2,67	290
	2,5 x 40	3,05	290
28	2,5 x 40	1,70	280
27	2,5 x 40	2,30	270
26	2,4 x 40	4,97	271
25	2,5 x 40	6,24	250
24	2,5 x 40	47,98	240
	2,5 x 40	18,73	240
	2,4 x 40	15,71	250
23	2,5 x 40	55,98	230
	2,4 x 40	17,38	240
22	2,5 x 40	64,25	220
	2,5 x 40	19,34	220

Zeitstandfestigkeitslinie siehe graphische Darstellung Nr. 4.

Dieser Kunststoff erreichte mit 460 kp/cm^2 den höchsten Wert für die Kurzzeitfestigkeit. Auch hier fiel eine starke Dehnung der Prüfkörper schon nach kurzer Belastung auf. Nach 20-stündiger Belastung mit 24 kp erreichten manche Prüfkörper Werte um 7 mm. Prüfkörper, die mehr als 60 Stunden mit 21 kp und weniger belastet wurden, kamen, da die Dehnung bis zu 1,4 cm betrug, nicht mehr zu Bruch, da die Toleranz der Einspannvorrichtungen überschritten war.

Weiter ist der steile Abfall der Zeitstandfestigkeitslinie und die Streuung der Werte auffällig.

Bei den hohen Belastungen über 40 kp war das Kaltfließen mit dem Auge zu verfolgen.

V. Ergebnisse der Versuche

(Unter Berücksichtigung der Zeitstandfestigkeitsprüfungen von TRINKAUS)

1. Vergleichende Betrachtung der Werte, die die Zeitstandfestigkeitslinie vermittelt

Belastung/cm ² (kp/cm ²)	Zeit bis zum Trennbruch (h)			
	P-V-S-H	VINALENE	SELF CURE	PALACAST
480	0,00			
470	0,00			
460	0,01			
450				
440	0,02			
430	0,03			
420	0,04			
410	0,05			
400	0,07			
390	0,09	0,00		
380	0,11	0,01		
370	0,14	0,03		
360	0,20	0,05		
350	0,25	0,10		
340	0,35	0,17		
330	0,46	0,30		
320	0,60	0,50		
310	0,80	0,80		
300	1,20	1,50		
290	1,50	2,70		
280	2,50	4,60	0,00	
270	4,00	8,00	0,03	
260	6,00	14,00	0,07	
250	10,00	25,00	0,17	
240	20,00	43,00	0,40	
230	40,00	65,00	0,80	
220	70,00	130,00	2,00	
210		230,00	5,00	0,00
200		400,00	13,00	0,03
190			30,00	0,07
180			70,00	0,20
170			130,00	0,57
160			370,00	1,50
150				4,00
140				12,00
130				32,00
120				90,00
110				90,00

siehe graphische Darstellung Nr. 5

2. Kurzzeitfestigkeit

Vergleicht man die Kurzzeitfestigkeitswerte, so liegt P-V-S-H, im Spritzgußverfahren verarbeitet, mit Abstand an der Spitze (470 kp/cm^2). Eine ebenso gute Kurzzeitfestigkeit (490 kp/cm^2) konnte TRINKAUS für den auch im Spritzgußverfahren verarbeiteten Kunststoff ANDORAN, ein glasfaserverstärktes Polykarbonat von BAYER, nachweisen.

Mit 390 kp/cm^2 ist die Kurzzeitfestigkeit des Heißpolymerisates VINALENE auch sehr hoch. TRINKAUS ermittelte für das von ihm untersuchte Heißpolymerisat TREVALON (graphische Darstellung Nr.5) ebenfalls im Wasserbad polymerisiert, den Wert 300 kp/cm^2 . TREVALON, nach dem HEDENT-Verfahren verarbeitet, erreichte sogar eine Kurzzeitfestigkeit von 370 kp/cm^2 . Von den Kaltpolymerisaten liegt SELF CURE mit 280 kp/cm^2 um 80 kp/cm^2 höher als PALACAST. Den gleichen Wert, ebenfalls 280 kp/cm^2 , fand TRINKAUS für das Kaltpolymerisat PALAPRESS (KULZER). Somit besitzt das im Gießverfahren verarbeitete PALACAST die geringste Kurzzeitfestigkeit.

3. Zeitstandfestigkeit (graphische Darstellung 5)

Hier zeigt sich die Überlegenheit der Heißpolymerisate über die Kaltpolymerisate, aber auch über den Spritzgußkunststoff P-V-S-H, der zwar eine um 90 kp/cm^2 höhere Kurzzeitfestigkeit aufweist, aber im weiteren Verlauf der Zeitstandfestigkeitslinie so steil abfällt, daß sich die Kennlinien bereits im Punkte $310 \text{ kp/cm}^2/0,8 \text{ h}$ schneiden.

Die Erklärung hierfür ist wohl darin zu sehen, daß beim Spritzguß nur unvernetzte Ausgangsstoffe, und dazu mit relativ niedrigem Molekulargewicht, (105.000 gegenüber 220.000 der früher noch unvernetzten Basisstoffe) verarbeitet werden können. Zusätzlich wird das Molekulargewicht durch eine thermische Zersetzung beim Erhitzen während seiner Verarbeitung weiter erniedrigt (BRAUER, SWEENEY, JANKE). Neben diesem geringen Molekulargewicht führen innere Spannungen, hervorgerufen durch eine Zwangsstrukturierung beim Spritzgußvorgang, zur Verringerung der Dauerfestigkeit (JANKE).

Diese Zwangsstrukturierung beeinflusst aber nicht nur die Dauerfestigkeit ungünstig, sondern auch die Formbeständigkeit.

Bei Mundtemperatur werden die Spannungen zum Teil gelöst und führen so zu Veränderungen der Prothese (TYLMAN).

So läßt sich auch die beobachtete extrem starke Dehnung der Prüfkörper während ihrer Belastung in 37° C warmer Ringerlösung erklären. Eine ähnlich starke Dehnung zeigte der Spritzgußkunststoff ANDORAN (TRINKAUS).

Im Gegensatz zu P-V-S-H, dessen Zeitstandfestigkeitslinie mit fortschreitender Zeit immer flacher verläuft, zeigt ANDORAN eine mit fortschreitender Zeit immer steiler abfallende Kurve.

Für dieses Phänomen könnte bei ANDORAN die Glasfaserverstärkung verantwortlich sein, die sich bei Kurzzeitbelastung als günstig erweist, weil sie eine Verstärkung der Hauptvalenzen darstellt, während die Festigkeit bei Langzeitbelastung in erster Linie durch die Nebenvalenzen geprägt wird und der schädliche Einfluß von Inhomogenitäten sich hier besonders bemerkbar macht. Ein ähnliches Phänomen konnte von JANKE und TRINKAUS nachgewiesen werden, wo inhomogene Kunststoffe in der Kurzzeitfestigkeit besser als homogene abschnitten, in bezug auf ihre Langzeitfestigkeit jedoch den homogenen Kunststoffen unterlegen waren.

Ein Beispiel hierfür ist das Heißpolymerisat TREVALON, wenn es einmal nach der (qualitativ inhomogene Produkte) Wasserbadmethode und zum anderen nach der Wärmeschränkmethode (homogene Produkte) verarbeitet wird.

Für die Überlegenheit der Heißpolymerisate über die Kaltpolymerisate ist ihr höheres Molekulargewicht, größere Kettenlänge und der höhere Vernetzungsgrad verantwortlich, wie schon DOLDER bei Festigkeitsuntersuchungen nachweisen konnte.

Die Vorteile der Zeitersparnis in der Verarbeitung der Gießkunststoffe können meiner Meinung nach bei PALACAST die Nachteile, die sich aus der geringen Festigkeit ergeben, nicht aufheben.

Auch SCHWICKERATH und BAWENDI kamen bei ihren Untersuchungen der Festigkeits- Elastizitäts- und Formänderungseigenschaften von Kunststoffen im Gießverfahren, darunter auch PALACAST, zu dem Ergebnis, daß deren Werte unter denen der bisherigen Heißpolymerisate liegen, und daß so vom zahnärztlich-klinischen Standpunkt die Herstellung von Prothesen im Gießverfahren nicht befürwortet werden kann.

Eine viel bessere Zeitstandfestigkeit zeigt das Kaltpolymerisat SELF CURE. Seine Langzeitfestigkeit ist besser als die von PALAPRESS. Die Langzeitfestigkeitslinie verläuft mit steigender Belastungszeit flacher. Fast erreicht SELF CURE die Werte des Heißpolymerisates TREVALON.

C. ZUSAMMENFASSUNG

In dieser Arbeit habe ich das Zeitstandverhalten folgender Kunststoffe untersucht:

SELF CURE	Ein Kaltpolymerisat (DE TREY)
PALACAST	Ein Gießharz (KULZER)
VINALENE	Ein Heißpolymerisat zur Polymerisation im Wasserbad (SCHÜTZ-DENTAL)
P-V-S-H	Ein für das "Spritz- gußverfahren" ent- wickelter Prothesen- kunststoff (POLYAPRESS)

Diese verschiedenen Kunststoffe mit ihren unterschiedlichen Verarbeitungsmethoden sind, wie ich in der Einleitung darlegte, im Laufe der Zeit, auf der Suche nach Verbesserungen in bezug auf Kosmetik, rationelle Herstellung und höhere Festigkeit entwickelt worden.

Bei meinen Untersuchungen stellte sich heraus, daß das Heißpolymerisat VINALENE, im Wasserbad polymerisiert, die beste Langzeitfestigkeit besitzt.

Die Dehnung der Prüfkörper war, verglichen mit der Dehnung der Kaltpolymerisate und des Spritzgußkunststoffes, minimal.

Der im Spritzgußverfahren verarbeitete Kunststoff P-V-S-H imponierte zwar mit einer sehr hohen Kurzzeitfestigkeit, aber seine Zeitstandfestigkeitslinie fiel bei fortschreitender Belastungsdauer so stark ab, daß diese die Kennlinie des Heißpolymerisates kreuzt. Seine Langzeitfestigkeit war schlechter. Außerdem zeigte er ein extremes "Kaltfließen". Ähnlich starke Dehnungen konnten beim Gießharz PALACAST beobachtet werden. Dieses Kaltpolymerisat zeigte sowohl bei Kurzzeitfestigkeitsprüfungen als auch bei Langzeitprüfungen die schlechtesten Ergebnisse. Viel günstiger ist das Kaltpolymerisat SELF CURE zu beurteilen. Hier erreichen Kurzzeit- und Langzeitwerte fast die des Heißpolymerisates TREVALON.

Aber auch hier war eine starke Dehnung der Prüfkörper zu beobachten.

Die von TRINKAUS gefundenen Werte und dessen Folgerungen konnten durch meine Untersuchung voll bestätigt werden.

Er verglich ebenfalls das Zeitstandverhalten eines Heißpolymerisates (TREVALON - DE TREY) im Wasserbad und im Wärmeschrank polymerisiert mit demjenigen von Kaltpolymerisaten (POLAPRESS - KULZER) und DE TREY Kaltpolymerisat, mit und ohne Drucktopf ausgehärtet, und das thermoplastisch zu verarbeitende Polycarbonat ANDORAN - BAYER.

Auch er fand die höhere Kurzzeitfestigkeit bei den qualitativ minderen Kaltplasten und den größeren Festigkeitsabfall derselben bei länger andauernden Belastungen, so daß auch er die auffällige Kreuzung der Kennlinien beschrieb.

D. LITERATURVERZEICHNIS

- ALFREY, T.: Mechanical behavior of
high polymers.
Interscience Publishers,
Inc. New York 1948
- BAUER, W.: 1. Die Metacryläre in
der Zahnheilkunde
DZZ. 4. 1949
2. "Wie soll polymerisiert
werden?"
ZW 1951, H.7 1951
- BRAUER UND SWEENEY: Modern Plastics, May 1955
- BUCHMANN: Eigenschaften von
Polyvinylchlorid-Kunststoff
Verlag J.F. Lehmann,
München-Berlin 1944
- DIN 53451: Die Herstellung von Kunst-
stoffproben
Deutscher Normen-Ausschuß
- DIN 53452: Die Prüfung von Kunststoffen
Deutscher Normen-Ausschuß

- DOLDER, E.: Physikalische Werkstoff-
prüfungen an Zahnprothesen
im Laboratorium und am
Patienten.

Habilitationsschrift Zürich 1943
Verlag Berichthaus
S.M.f.Z. 55/6, 1945
S.M.f.Z. 53, 1943
- FILLINGER, K.H.: Dauerbiegefestigkeitsprüfung
von Paladon in Abhängigkeit
von verschiedener Verarbeitung

Med. Diss. Marburg 1959
- HAEFELI, M.: Aufbau und Eigenschaften von
Dentalkunststoffen

S.M.f.Z. 57/779, 905, 1947
- JANKE, G.: 1. Das Einpreßverfahren mit
dem Impreßgerät nach
Dr. Janke

Dental-Labor 2/1953

2. Über die Festigkeit zahn-
ärztlicher Kunststoffe in
Abhängigkeit von der
Verarbeitung

Habil.Schrift Marburg 1956

3. Spritzverfahren zur Her-
stellung von Kunststoff-
prothesen

DZZ 17, 1962, H 14

MÜLLER, F.H.:

1. Die Kunststoffe,
eine Klasse zwischen
Stahl und Flüssigkeit
Kunststoffe 49/21, 1959
2. Bleibende physikalische
Veränderungen hoch-
polymerer Kunststoffe
und deren Prüfung
Kunststoffe 41/41, 1951

PAULY, J.:

Die Maximalfestigkeit von
warmpolymerisierten Prüf-
körpern aus dem Dental-
Kunststoff "Paladon 65"
in Abhängigkeit von länger
dauernden Vorbelastungen
Med. Diss. Marburg 1974

SCHWICKERATH UND BAWENDI:

Festigkeits-, Elastizitäts-
und Formveränderungseigen-
schaften von Kunststoffen
im Gießverfahren
ZWR, Nr. 11, 1972

STIEBELING, G.:

Über die Dauerbiegefestig-
keit zahnärztlicher Kunst-
stoffe in Abhängigkeit von
ihrer Verarbeitung
Med. Diss. Marburg 1956

STRACK, R.:

Für und wider den
Kunststoff

DZZ 1947, 4; 97, 5,
133; 7/8, 233

TRINKAUS, J.:

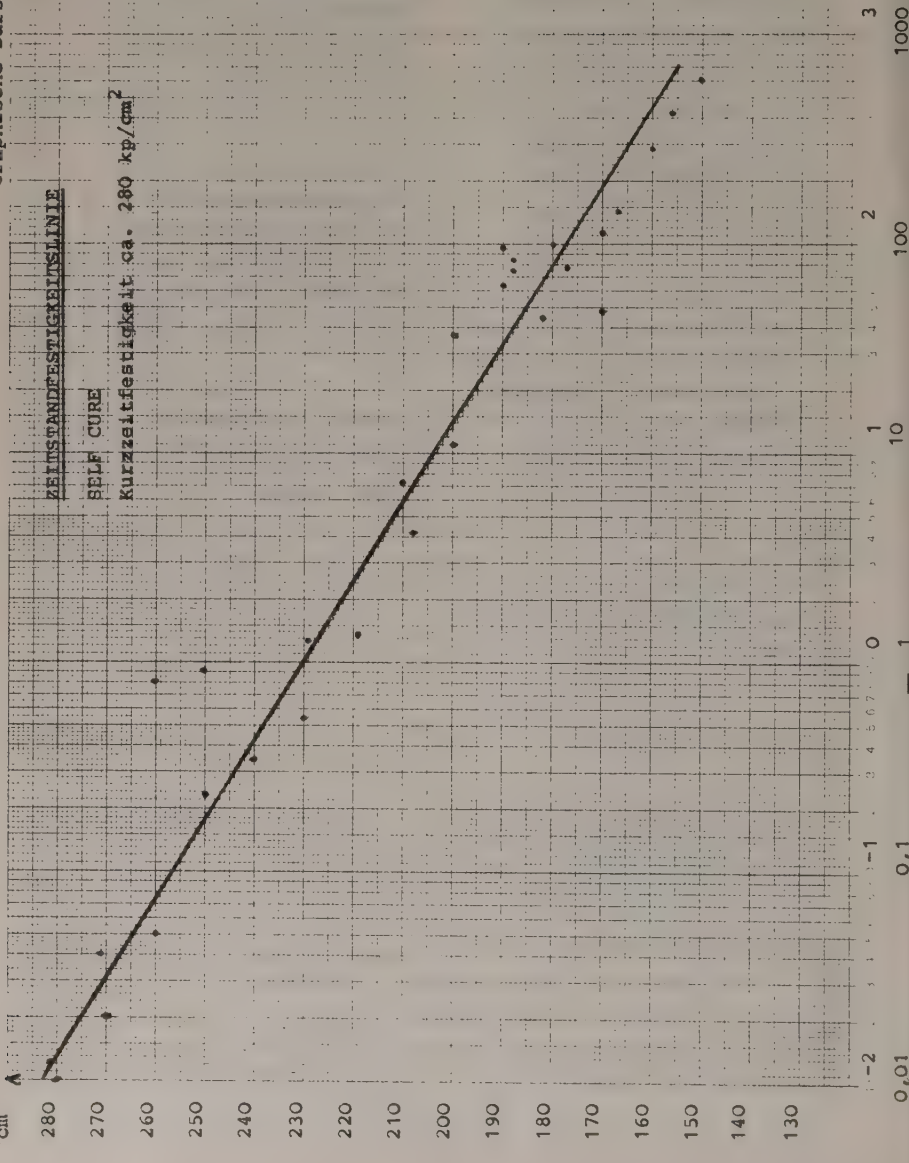
Zeitstandverhalten von
Prothesenkunststoffen
im mundähnlichen Milieu
unter Berücksichtigung
des Hedent-Verfahrens
Med. Diss. Marburg 1971

TYLMAN, P.:

Theory and Practice of
Crown and Bridgework
1947, Mosby

B ($\frac{kp_2}{cm}$)

Graphische Darstellung 1



t (h)

0,01

0,1

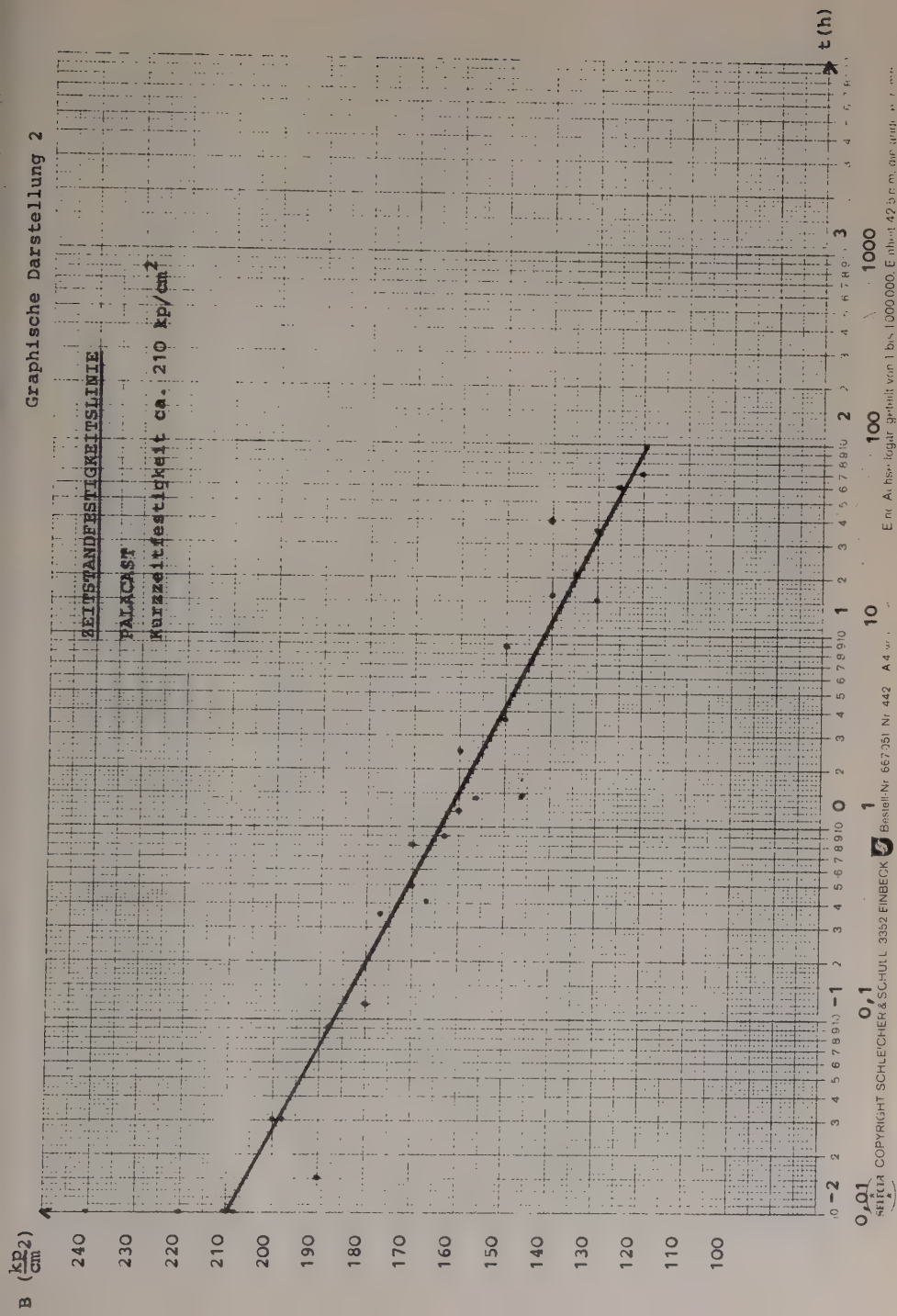
1

10

100

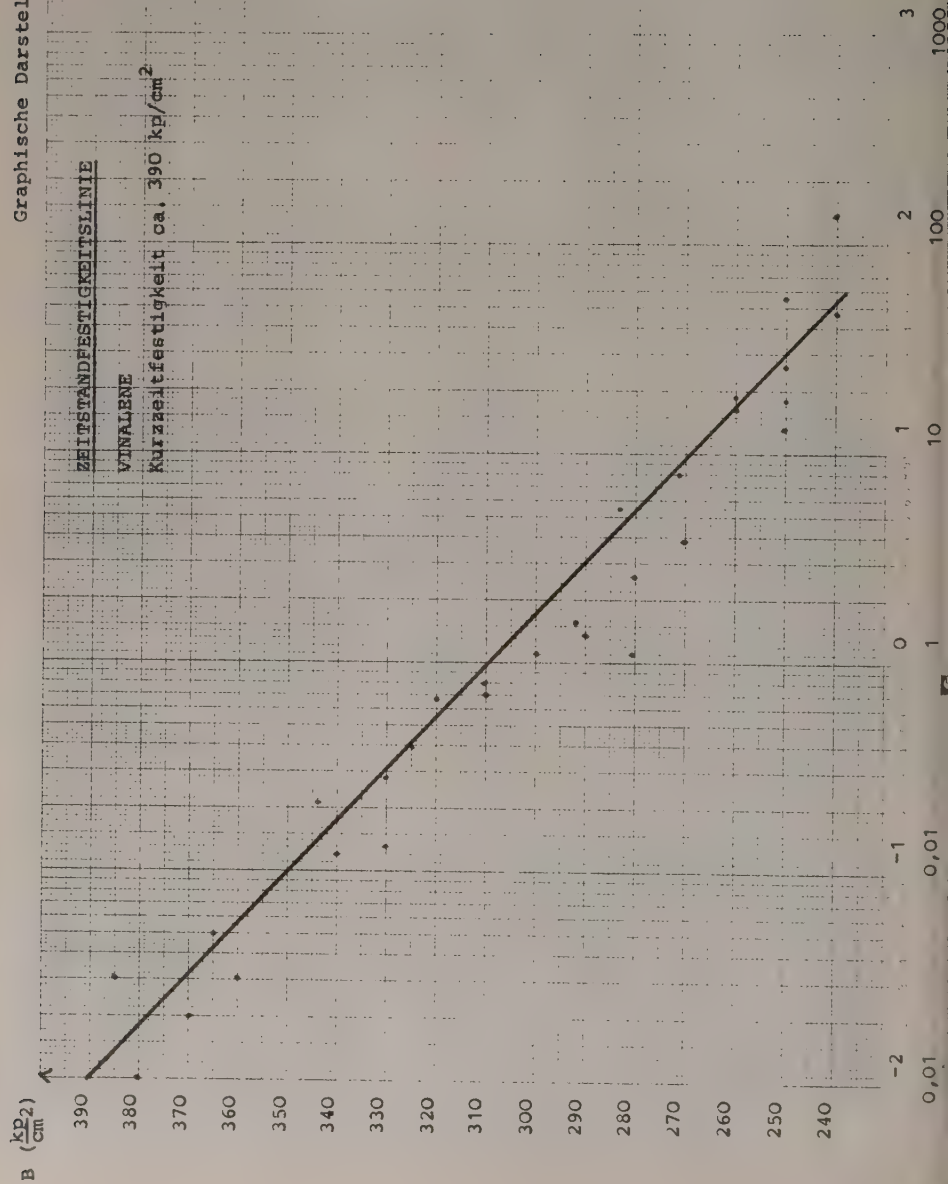
1000

Graphische Darstellung 2



Enr. A. h. s. -logar. geteilt von 1 bis 1000 000, E. h. u. t. 42.5 m. der grup. 1. r.

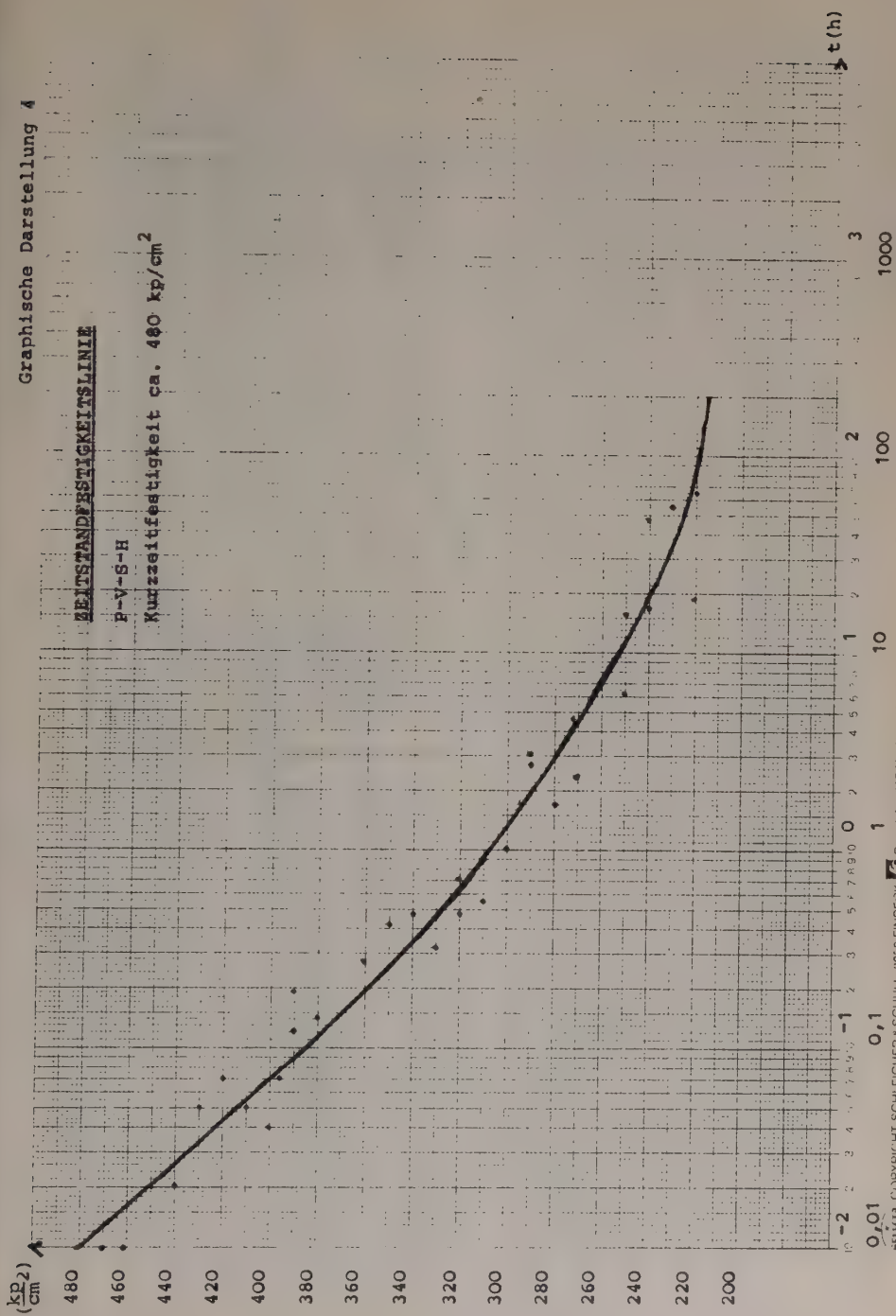
Graphische Darstellung 3



ZEITSTANDFESTIGKEITSLINIE

P-V-S-H

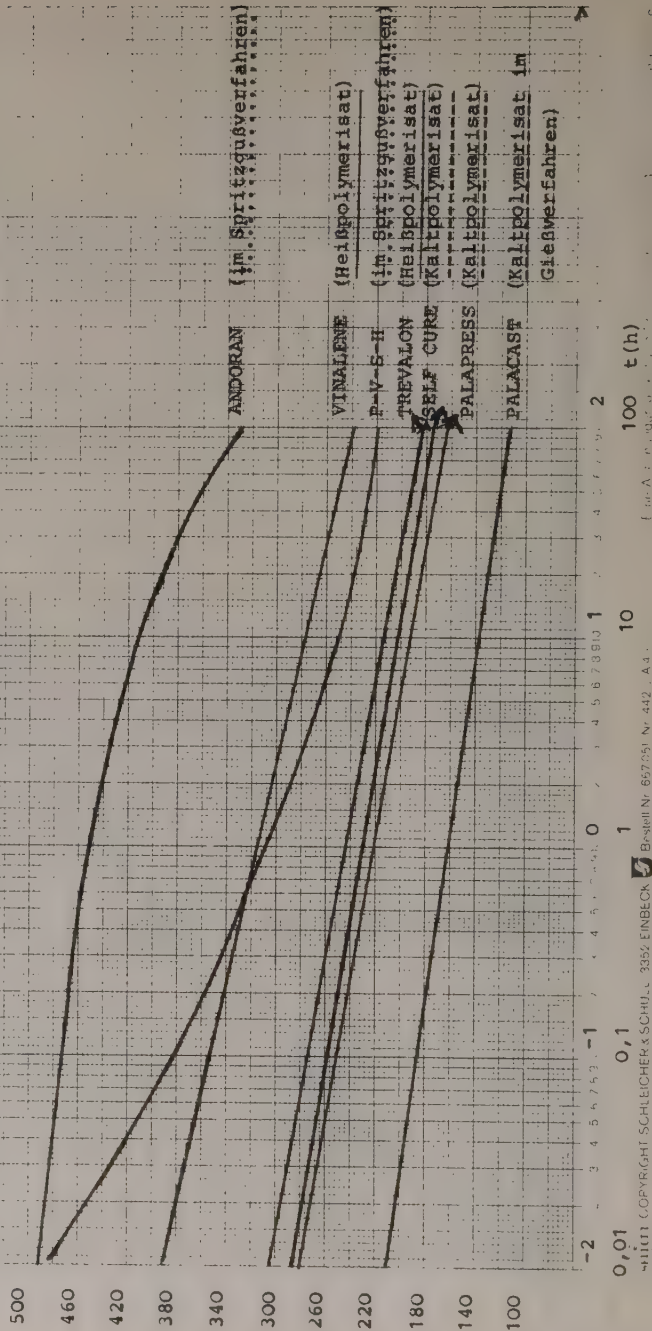
Kurzzeitfestigkeit ca. 480 kp/cm²



B ($\frac{K_D}{cm}$)

Graphische Darstellung 5

Vergleich der Zeitstandfestigkeitslinien der
Kunststoffe: SELF CURE, PALACAST, VINALENE und P-V-S-H
mit den von TRINKAUS untersuchten
Kunststoffen: ANDORAN, TREVALON und PALAPRESS



Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem
Fachbereich Humanmedizin Marburg zur Promotions-
prüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel:

"Vergleichende Prüfung des Zeitstandverhaltens
der Prothesenkunststoffe: SELF CURE, PALACAST,
VINALENE, P-V-S-H"

in der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund-
und Kieferkrankheiten

unter Leitung von Prof. Dr. G. JANKE

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei
der Abfassung der Arbeit keine anderen als die
in der Dissertation angeführten Hilfsmittel
benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen
Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung
zur Promotion eingereicht noch die vorliegende
oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, d. 1. Oktober 1975

Für die Überlassung des Themas sowie für die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der vorliegenden Arbeit möchte ich meinem verehrten Lehrer, Herrn Prof. Dr. Georg JANKE meinen besonderen Dank aussprechen.

Weiterhin möchte ich Frau GEHRKE, Zahntechnikermeisterin an der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Philipps-Universität Marburg, für ihre freundlichen Anregungen und Hilfe danken.

Herrn Paul NIEMANN von der Firma DE TREY, Wiesbaden, danke ich außerdem für die Bereitstellung der Prüfanlage.

Lebenslauf

Am 19. 4. 1950 wurde ich als Sohn des Zahnarztes Werner Schulte und seiner Ehefrau Gerti Schulte, geb. Steinhanses, in Köln geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule und des Albertus-Magnus-Gymnasiums in Köln legte ich am 16. Mai 1968 die Reifeprüfung ab.

Mit dem Wintersemester 1968/69 begann ich das Studium der Naturwissenschaften (Physik, Chemie, Zoologie) an der Philipps-Universität in Marburg a. d. Lahn, wo ich im Sommersemester 1969 zum Studium der Zahnheilkunde wechselte. Hier bestand ich am 24. März 1970 die naturwissenschaftliche Vorprüfung für Zahnmediziner und am 5. Oktober 1971 die zahnärztliche Vorprüfung.

Nach Beendigung des fünfsemestrigen klinischen Studiums legte ich am 7. August 1974 vor dem Prüfungsausschuß in Marburg a. d. Lahn das zahnärztliche Staatsexamen ab und erhielt am 5. September 1974 meine Approbation als Zahnarzt.

Seit Oktober 1974 arbeite ich als Assistent in der Praxis des Zahnarztes Hermann Giesguth in Köln.

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten an der Philipps-Universität Marburg a. d. Lahn:

AMON, AURICH, BERNHARDT, BOCK, DIMROTH,
HENNIS, HENSEL, HERING, HEUSER, IHM, JANKE
KARLSON, KOECKE, KORB, KÜHNEL, NIEMEYER,
PETRY, PFÜTZ, RIECKEN, ROHEN, ROSEMANN,
SCHIENBEIN, SCHIFF, H.F.M. SCHMIDT, SCHMID,
SCHNELL, SEIDEL, SIEGEL, WALCHER.

